

BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) **Patentschrift**
(10) **DE 44 28 099 C 2**

(51) Int. Cl.⁸:
A 61 F 2/36
A 61 F 2/48

(21) Aktenzeichen: P 44 28 099.8-35
(22) Anmeldetag: 9. 8. 94
(43) Offenlegungstag: 22. 2. 96
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 12. 9. 96

DE 44 28 099 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(73) **Patentinhaber:**

Moos, Norbert, Dr., 50935 Köln, DE

(74) **Vertreter:**

Hann, M., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Sternagel, H.,
Dipl.-Chem. Dr.phil.nat., 51465 Bergisch Gladbach;
Dörries, H., Dipl.-Chem. Dr., Pat.-Anwälte, 67117
Limburgerhof

(72) **Erfinder:**

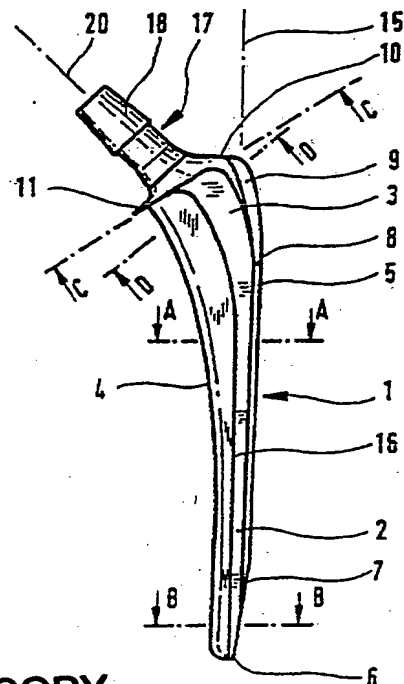
gleich Patentinhaber

(56) **Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:**

CH 6 40 406 A5
US 48 59 067
EP 01 12 435 A1

(54) **Mit Knochenzement befestigbare Hüftkopf-Schaft-Endoprothese**

(57) Hüftkopf-Schaft-Endoprothese (1) zur Implantation im Markraum eines Oberschenkels mit einem Schaft (2) und einem Proximalteil (3), wobei die Medialseite (4) sich nach medial-proximal erweitert, wodurch eine Dreiecksfläche aufgespannt wird, und die Lateralseite (5) bis proximal gerade verläuft und dann nach medial gekröpft ist, gekennzeichnet durch einen im Distalteil mit konstanter Dicke an der Medialseite gerade verlaufenden Schaft (2), und mindestens eine stufenförmige Verdickung der Prothese von medial nach lateral, so daß auf der Ventralseite (12) und/oder Dorsalseite (13) Stufen (16) entstehen, die im Distalteil (2) der Prothese gerade und im Proximalteil (3) parallel zur Medialseite verlaufen.



DE 44 28 099 C 2

BEST AVAILABLE COPY

Beschreibung

Die Erfindung geht aus von einer Hüftkopf-Schaft-Endoprothese gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs.

Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist eine implantierbare Hüftkopf-Schaft-Endoprothese, die mit Knochenzement im vorbereiteten Femurkanal verankert wird.

In der Hüftgelenksendoprothetik unterscheidet man generell zwischen zementlos einsetzbaren und mittels Knochenzement befestigbaren Prothesen. Die erstgenannten Prothesen weisen zum Erreichen eines leichten und besseren Einwachsens häufig eine raue Beschichtung auf, in die der neugebildete Knochen einwächst oder aber, im Falle einer Beschichtung (z. B. Hydroxyapatit), auf deren Oberfläche selbst sich die Knochenneubildung vollzieht. Diese Prothesen weisen häufig den Nachteil einer ungleichmäßigen Krafteinleitung und -verteilung aufgrund einer anatomisch ungünstigen Form auf.

Mit Knochenzement befestigbare Hüftgelenksendoprothesen bieten den Vorteil einer gleichmäßigen Krafteinleitung, die durch den den gesamten aufgebohrten Femurmarkraum ausfüllenden Knochenzement gewährleistet wird. Druckspitzen werden auf diese Art vermieden, ebenso wird der Knochen beim Einsetzen der Prothese nicht unter Spannung gesetzt.

Nachteile treten bei solchen Prothesen jedoch durch die bei der Polymerisation des als Knochenzement verwendeten Methylmethacrylats eintretende Volumenschrumpfung auf. Wurde die Menge des bei der Operation verwendeten Zements so gewählt, daß die Prothese an ihrer Oberfläche mit Harz umgeben war, so entstanden durch die Schrumpfung häufig Hohlräume auf der Kontaktfläche. Von diesen ausgehend setzte dann durch die Belastung beim Gehen ein Abbröckeln des Zements mit nachfolgender Lockerung der Prothese ein, eventuell sogar verbunden mit einem Abbau des Knochens. Besonders häufig tritt diese Lockerung ein an Stellen, die den Hauptanteil der Kraft aufnehmen müssen. Dies ist am Verlauf des Adam'schen Bogens der Fall.

In der EP 0 112 435 A1 wird eine Prothese beschrieben, die aus einem sich distal konisch verjüngenden Schaft besteht, der in einer üblichen Weise nach medial gekröpft ist. Dieser Schaft weist etwa in seiner Mitte die größte Dicke auf und verjüngt sich stufenförmig zur medialen und lateralen Seite. Durch diese Konstruktion soll erreicht werden, daß der Knochenzement sich an die abgerundeten Ecken und Kanten der Stufen besser anschmiegt und insbesondere infolge der Vielzahl der Ecken besser haftet. Weiterhin soll durch die infolge der Ecken vergrößerte Grundfläche Schaft/Zement die Stabilität der Prothesenverankerung erhöht werden. Auch diese Prothese löst das auftretende Problem der Lockerung jedoch nicht zufriedenstellend, da an den Stellen der höchsten Krafteinleitung, besonders am Adam'schen Bogen, der an die Prothese anliegende Zementmantel trotz der erhöhten Kontaktfläche Schaft/Zement den auftretenden Kräften nicht standhält.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine mittels Knochenzement befestigbare Hüftkopf-Schaft-Endoprothese zu schaffen, die die Nachteile der Schrumpfung des als Knochenzements verwendeten Polymethylmethacrylats (PMMA) ausgleicht und im fixierten Zustand eine gleichmäßige Krafteinleitung gewährleistet. Dabei sollte besonders an den Stellen der höchsten Krafteinleitung der Zementmantel sehr widerstandsfähig gegen mechanische Belastung sein. Weiter-

hin sollte bei einer eventuellen Revision auch der Schaft leicht herauszuziehen sein, ohne daß das Zementbett vollständig zerstört werden muß.

Diese Aufgabe wird gelöst durch eine Hüftkopf-Schaft-Endoprothese zur Implantation im Markraum eines Oberschenkels mit einem Schaft und einem Proximalteil, wobei die Medialseite sich nach medial-proximal erweitert, wodurch eine Dreiecksfläche aufgespannt wird, und die Lateralseite bis proximal gerade verläuft und dann nach medial gekröpft ist, gekennzeichnet durch einen im Distalteil mit konstanter Dicke an der Medialseite gerade verlaufenden Schaft, und mindestens eine stufenförmige Verdickung der Prothese von medial nach lateral, so daß auf der Ventralseite und/oder Dorsalseite Stufen entstehen, die im Distalteil der Prothese gerade und im Proximalteil parallel zur Medialseite verlaufen.

Die erfindungsgemäße Prothese weist ihre größte Dicke an der Lateralseite auf, wobei die Ecken abgerundet sind. Der Schaft der Prothese kann mit konstanter Dicke etwa im unteren Drittel der Prothese verlaufen. In einer bevorzugten Ausführungsform verdickt der Schaft sich ventralsdorsal im konstanten Winkel, am Distalende beginnend, nach proximal. Die Lateralseite verläuft bis etwa in das obere Drittel der Prothese gerade und ist dann konkav nach medial gekröpft. Die ebenfalls abgerundete Medialseite der Prothese ist schmaler als die Lateralseite und verläuft nur im Distalteil gerade. Sie erweitert sich dann nach medial-proximal in einem konkaven Bogen, der in etwa der Geometrie des Adam'schen Bogens entspricht. Auf diese Art wird eine Dreiecksfläche aufgespannt, an die sich ein Hals anschließt, auf dem ein Konus sitzt. Dieser Konus dient zur Aufnahme der handelsüblichen Steckköpfe. Steckköpfe können aus Metall, Keramik oder anderen geeigneten Materialien sein. Der Hals und der Konus werden sich im allgemeinen in der die Längsachse schneidenden Mittel ebene befinden. Sie können aber auch nach ventral aus dieser Ebene herausgedreht sein, also eine sogenannte Antetorsion aufweisen.

Die konkave Kröpfung der Lateralseite wird im allgemeinen nicht so stark sein wie die konkave Erweiterung der Medialseite nach medial-proximal. Die Geometrie beider Bögen kann aber auch sehr ähnlich oder gleich sein. Die Lateralseite geht dann über in eine proximale Begrenzung der Prothese nach der vorliegenden Erfindung.

Die erfindungsgemäße Prothese verjüngt sich von der dickeren Lateralseite stufenförmig zur Medialseite hin. Dabei kann die Verjüngung symmetrisch zu einer die Längsachse schneidenden Mittel ebene ausgeführt sein, so daß die ventralen und dorsalen Prothesenteile spiegelsymmetrisch zueinander sind. Selbstverständlich können Anzahl und Lage der Stufen auf der ventralen und dorsalen Seite der Prothese aber unabhängig voneinander ausgeführt sein. Es ist etwa möglich, nur auf einer Seite eine Stufe auszubilden, generell wird man die Stufe aber auf der Ventral- und Dorsalseite ausbilden.

Die Stufen verlaufen im Distalteil der Prothese gerade und dann ab einem bestimmten, von der Lage der Stufe abhängigen Punkt im Proximalteil der Prothese gekröpft, etwa parallel zu der konkaven Erweiterung der Medialseite.

Durch diese Stufen entsteht bereits ein fester Sitz der Prothese, da an den gebildeten Ecken eine gute Krafteinleitung auf den Knochenzement erfolgt und auch eine vergrößerte Oberfläche der Prothese resultiert, wodurch ein Volumenschwund des als Zement verwendete-

ten Harzes nur eine geringe Hohlraumbildung zur Folge hat. Durch die vergrößerte Oberfläche erzielt man zudem eine bessere Ableitung der bei der Polymerisation des als Knochenzement verwendeten Methylmethacrylats entstehenden Wärme.

Die Anzahl der verwendeten Stufen ist selbstverständlich variabel. Es hat sich herausgestellt, daß im allgemeinen bereits eine einzige Stufe zur sicheren Fixierung der Prothese ausreichend ist.

Durch die Form der Prothese und die ventral und die ventral und dorsal angebrachten Stufen erreicht man beim Einsetzen der Prothese eine Verdichtung und Verteilung des Zements in Richtung auf den Calcar femoris, also nach medial in Richtung der Krafteinleitung auf die Prothese, so daß es zur erhöhten Einpressung des Knochenzementes in die spongiösen (porösen) Knochenstrukturen kommt. Insgesamt kommt es im proximalen Abschnitt, aber auch im distalen Prothesenteil aufgrund der o.g. Stufenkonstruktion zu einem erhöhten Einpreßdruck des Knochenzementes nach medial in Richtung der Krafteinleitung auf die Prothese. Das Zementbett steift somit die elastischen Knochenstrukturen durch Einbringen des Knochenzementmaterials in die porösen Knochenstrukturen aus, wodurch sich Schwingungen des Knochens bei Belastung gegenüber der Prothese reduzieren, zugleich aber auch die Haftungsoberfläche der Knochenzementstrukturen gegenüber den knöchernen Strukturen vergrößert wird.

Es ist bevorzugt, proximal an der Lateralseite der Prothese nach der vorliegenden Erfindung eine zusätzliche Stufe anzubringen, die eine noch bessere Verdichtung und Verteilung des Zements ermöglicht. Diese zusätzliche Stufe beginnt in einem Ansatz an der proximalen Lateralseite der Prothese und erstreckt sich dann bis zur proximalen Begrenzung. Dabei verdickt sich die Stufe nach proximal in ventral-dorsaler Richtung, und zwar in einem größeren Winkel als der Prothesenschaft.

Die Prothese nach der vorliegenden Erfindung kann außerdem unabhängig von der zusätzlichen Stufe einen Kragen aufweisen, der die durch die medial-proximale Erweiterung definierte Dreiecksfläche begrenzt. Medial sowie ventral und dorsal ragt der Kragen über die Prothesenseiten hinaus und weist im allgemeinen eine konstante Breite auf.

Die Prothese wird so eingebaut, daß der Kragen auf dem Calcar femoris anliegt. Er wirkt dabei rotationsstabilisierend und verdichtet.

Es hat sich als besonders effektiv erwiesen, den Kragen zusammen mit der zusätzlichen Stufe auf der Prothese anzubringen, wobei Kragen und Stufe ineinander übergehen. Der im Femurkanal befindliche Zement kann so nicht entweichen und wird deutlich verdichtet. Die bei der Polymerisation des Methacrylats entstehende Schrumpfung kann nahezu vollständig kompensiert werden, und Hohlraumbildung tritt kaum ein.

Bei einer eventuell notwendigen Revision der Prothese läßt sich diese durch den Verlauf der Stufen wieder relativ komplikationsfrei entfernen.

In einer bevorzugten Ausführungsform verlaufen die Stufen unterhalb des Kragens in einem Bogen nach medial. Dadurch treffen die Stufen in einem spitzen Winkel auf den Kragen.

Zum Erzielen eines gleichmäßigen Zementmantels kann zusätzlich das distale Ende an der Lateralseite abgeflacht sein. Da der Femurkanal in diesem Bereich immer enger wird, erreicht man so, daß am distalen Ende, über das viel Kraft nach lateral eingeleitet wird, ein ausreichender Zementmantel zur Aufnahme der Kraft

vorhanden ist.

Besonders vorteilhaft ist die Verwendung der Prothese in Kombination mit einer bekannten Markraumsperre, die vor dem Einbringen der Prothese mit dem Knochenzement, im Kanal unterhalb der Prothese angebracht wird. Eine solche Sperre gewährleistet ein besonders effektives Verdichten des Zements. Weiterhin stellt sie sicher, daß unerwünscht kein Zement vor dem Aushärten tief in den Markraumkanal eingepreßt werden kann. Die Kombination mit Markraumsperre führt zur Erhöhung des Knochenzementeinpreßdruckes in die spongiösen oder porösen Knochenstrukturen und schafft dadurch eine vergrößerte Haftungsoberfläche und bewirkt Aussteifung elastischer Knochenstrukturen.

Bei der Verwendung der Markraumsperre läßt sich die Prothese auch mittels Vakuumtechnik einbringen.

Es hat sich gezeigt, daß die Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach der vorliegenden Erfindung aufgrund ihrer günstigen anatomischen Form auch zementlos eingesetzt werden kann. Hierzu wird zweckmäßigerweise die Oberfläche behandelt oder beschichtet, um ein gutes Einwachsen zu gewährleisten.

Die Erfindung wird nun beispielhaft anhand der Zeichnungen erläutert, die bevorzugte Ausführungsformen zeigen. Fig. 1 und 2 zeigen eine Lateral- bzw. Frontalprojektion einer Prothese nach der vorliegenden Erfindung. Fig. 3 zeigt die Lateralprojektion des Proximalteils der Prothese nach der vorliegenden Erfindung. Die Fig. 4, 5, 6 und 7 zeigen Schnitte entlang der Linien A-A, B-B, C-C und D-D.

Die Hüftkopf-Schaft-Endoprothese 1 nach der vorliegenden Erfindung besteht aus einem Schaft oder Distalteil 2 und einem Proximalteil 3. Die schmale Medialseite 4 verläuft zunächst gerade und erweitert sich nach proximal in einem konkaven Bogen, etwa in der Mitte der Prothese beginnend. Die dickere Lateralseite 5 verläuft zunächst ebenfalls gerade. Im vorliegenden Fall ist am distalen Ende 6 des Schafts eine Abflachung 7 angebracht, die zum Erzielen eines gleichmäßigen Zementmantels am distalen Ende der Prothese dient. Die Dicke der Prothese, von ventral nach dorsal gemessen, kann entweder konstant sein oder bevorzugterweise linear von distal nach proximal zunehmen.

An der Lateralseite beginnt etwa im oberen Drittel der Prothese der Ansatz 8 der zusätzlichen Stufe 9. Diese verdickt sich linear von einem Wert, der der erwähnten Dicke des Schafts 2 entspricht, auf ihren endgültigen Wert.

Der Winkel, der die lineare Verdickung der zusätzlichen Stufe 9 definiert, liegt bei 3–10°, vorzugsweise 7°.

Die zusätzliche Stufe 9 verläuft zunächst nach medial gekröpft, entsprechend dem Verlauf der Lateralseite. An der proximalen Begrenzung bildet die zusätzliche Stufe 9 dann einen Bogen und geht dann an der proximalen Begrenzung 10 in den Kragen 11 über, der die medial-proximale Begrenzung der Prothese bildet. Dabei ragt der Kragen 11 an der Medialseite 4 sowie an der Ventralseite 12 und der Dorsalseite 13 über die Prothesenseiten hinaus, wie aus den Fig. 2 und 6 ersichtlich.

Die Prothese 1 verdickt sich stufenförmig und symmetrisch zu einer Mittelebene 14, die die Längsachse 15 der Prothese 1 schneidet, von der schmalen Medialseite 4 zur dicken Lateralseite 5. In der vorliegenden Ausführungsform ist lediglich eine solche Stufe 16 gezeigt. Diese Stufen 16 verlaufen distal gerade und dann etwa parallel zur Medialseite 4, wobei die Kröpfung nach medial im allgemeinen etwas oberhalb der Kröpfung der Me-

Medialseite 4 beginnt. Kurz vor dem Kragen 11 nimmt die Kröpfung dann einen bogenförmigen Verlauf, so daß die Stufen 16 im spitzen Winkel auf den Kragen 11 treffen. Dies zeigt sich deutlich in Fig. 6, in der die engschraffierten Bereiche die proximalen Enden der Stufen 16 bzw. der zusätzlichen Stufe 9 zeigen, die in den Kragen einmünden.

An den Kragen schließt sich ein Hals 17 an, auf dem ein Konus 18 sitzt, der zur Aufnahme der üblichen von Steckköpfen vorgesehen ist. Der sog. CCD-Winkel 19, also der stumpfe Winkel zwischen der Konusachse 20 und der Schaftlängsachse 15, beträgt bei der vorliegenden Prothese zwischen 130° und 150°, vorzugsweise 135°. Der Kragenwinkel 21 bei der Prothese ergibt sich nach den anatomischen Anforderungen und liegt zwischen 40° und 60°, vorzugsweise 45°.

Statt des Konus kann natürlich auch ein Steckkopf fest auf dem Hals 17 angebracht sein.

Wenn die Prothese eine Antetorsion des Halses 17 mit dem sich anschließenden Konus 18 aufweist, hat dieser den üblichen Wert zwischen 5° und 15°, vorzugsweise 12°. Die Länge vom distalen Ende des Halses bis zum proximalen Ende des Konus beträgt zwischen 37 und 41 mm.

Weitere typische Abmessungen der Prothese sind zwischen 115 und 300 mm Gesamtlänge vom distalen Ende bis zur proximalen Begrenzung 10. Die Dicke der Prothese 1 beträgt als unterster Wert etwa 5 mm, als oberster etwa 12 mm. Die Dicken der einzelnen Stufen liegen also zwischen diesen Werten und sind nach individuellen Anforderungen variabel. Der Kragen 9 wird generell zwischen 1 und 6 mm ventral und dorsal und zwischen 1 und 10 mm medial überstehen.

Die Breite der Prothese 1, also der Abstand medial-lateral, liegt etwa zwischen 7 und 35 mm.

Es versteht sich, daß die Prothese nach der vorliegenden Erfindung auch in vielen anderen, anatomisch sinnvollen und verwendbaren Größen hergestellt werden kann, die von den angegebenen Zahlenwerten erheblich abweichen können.

Als Material eignen sich die üblichen, einem Fachmann bekannten Materialien. Bevorzugt benutzt werden dabei Titan und seine Legierungen wie Ti A 16 V 4 oder Ti A 15 Fe 2,5. Besonders bevorzugt ist es, eine Cr-Co-Mo-Legierung zu benutzen.

Bezugszeichenliste

- 1 Prothese
- 2 Schaft (Distalteil)
- 3 Proximalteil
- 4 Medialseite
- 5 Lateralseite
- 6 distales Ende
- 7 Abflachung
- 8 Stufenansatz
- 9 zusätzliche Stufe
- 10 proximale Begrenzung
- 11 Kragen
- 12 Ventralseite
- 13 Dorsalseite
- 14 Mittelebene
- 15 Schaftlängsachse
- 16 Stufe
- 17 Hals
- 18 Konus
- 19 CCD-Winkel
- 20 Konusachse

21 Kragenwinkel

Patentansprüche

1. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese (1) zur Implantation im Markraum eines Oberschenkels mit einem Schaft (2) und einem Proximalteil (3), wobei die Medialseite (4) sich nach medial-proximal erweitert, wodurch eine Dreiecksfläche aufgespannt wird, und die Lateralseite (5) bis proximal gerade verläuft und dann nach medial gekröpft ist, gekennzeichnet durch einen im Distalteil mit konstanter Dicke an der Medialseite gerade verlaufenden Schaft (2), und mindestens eine stufenförmige Verdickung der Prothese von medial nach lateral, so daß auf der Ventralseite (12) und/oder Dorsalseite (13) Stufen (16) entstehen, die im Distalteil (2) der Prothese gerade und im Proximalteil (3) parallel zur Medialseite verlaufen.
2. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß sich an die durch die medial-proximale Erweiterung definierte Dreiecksfläche ein Kragen (11) anschließt, der die Prothese (1) medial-proximal begrenzt.
3. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 oder 2, gekennzeichnet durch eine proximal an der Lateralseite (5) angebrachte zusätzliche Stufe (9), die proximal an der Lateralseite (5) der Prothese (1) in einem Ansatz (8) beginnt, sich nach proximal erstreckt, wobei sie sich in der Dicke erweitert, dann bogenförmig in die proximale Begrenzung (10) und gegebenenfalls dort in den Kragen (11) übergeht.
4. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die ventral-dorsale Dicke des Schaftes (2) nach proximal zunimmt.
5. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß sich medial-proximal an den Kragen (11) ein Hals (17) anschließt, auf dem ein Konus (18) zur Aufnahme von Keramik- oder Metallsteckköpfen sitzt.
6. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Hals (17) und der Konus (18) eine Antetorsion aufweisen.
7. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Stufen der Prothese symmetrisch zu einer die Schaftlängsachse (15) schneidenden Mittelebene (14) ausgeführt sind, so daß die ventralen und dorsalen Prothesenteile spiegelsymmetrisch zueinander sind.
8. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Stufen (16) unterhalb des Kragens (11) einen bogenförmigen Verlauf nach medial nehmen, so daß sie im spitzen Winkel auf den Kragen treffen.
9. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß genau eine Stufe (16) vorhanden ist.
10. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß an der Lateralseite (5) des Schafts (2) eine Abflachung (7) vorhanden ist.
11. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß der CCD-Winkel (19) 135° beträgt.

7 12. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 3 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß sich die zusätzliche Stufe (9) an der Lateralseite in einem Winkel von 7° nach proximal ventral-dorsal verbreitert.

5

13. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Prothese mit Zement befestigbar ist.

14. Vorrichtung zum Verdichten von Knochenzement beim Einsetzen einer Hüftkopf-Schaft-Endoprothese, mit einer Hüftkopf-Schaft-Endoprothese (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 13 und einer Markraumsperre zur Vermeidung des Einpressens von Knochenzement in tiefere Regionen des Femur-Markraumkanals.

10 15

15. Hüftkopf-Schaft-Endoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Oberfläche der Prothese (1) zur zementlosen Implantation aufgeraut oder mit einem geeigneten Material beschichtet ist.

20

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

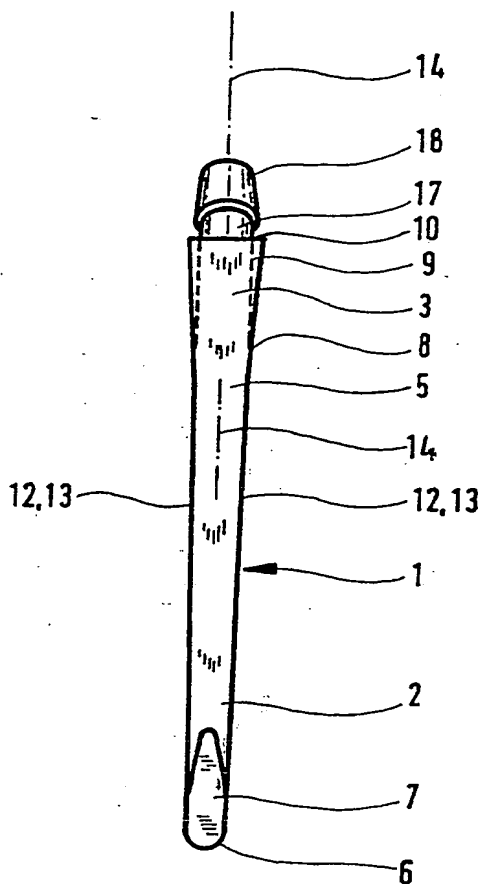


Fig. 2

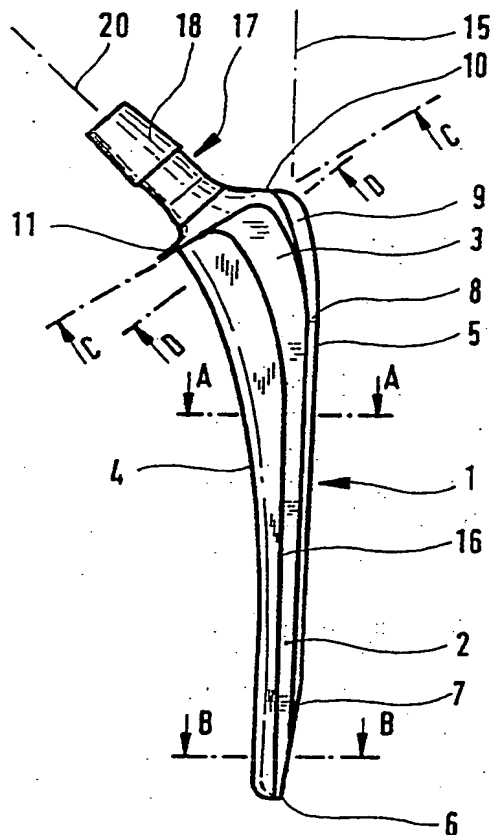


Fig. 1

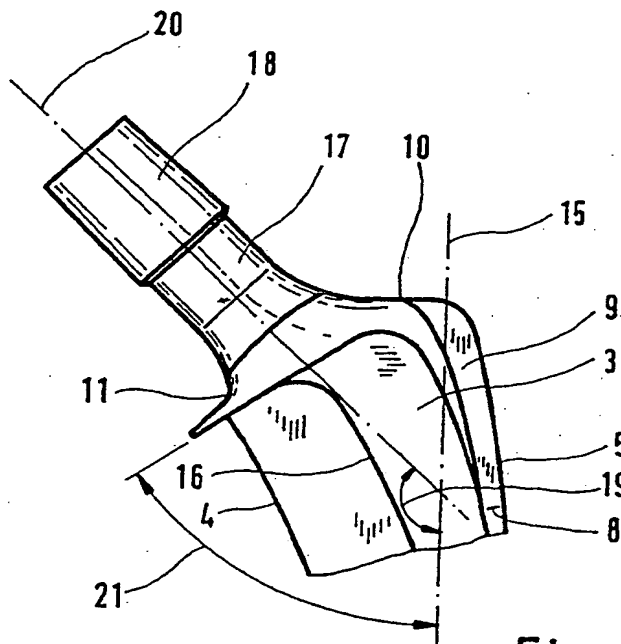


Fig. 3

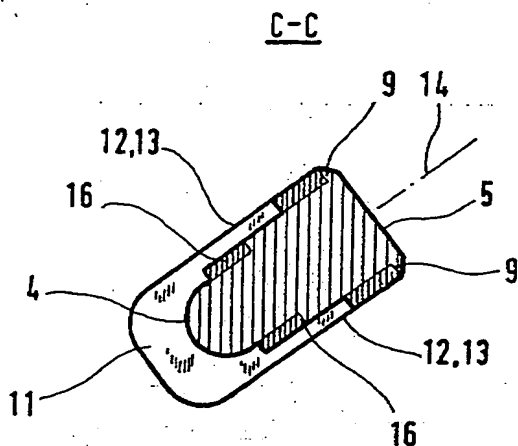


Fig. 6

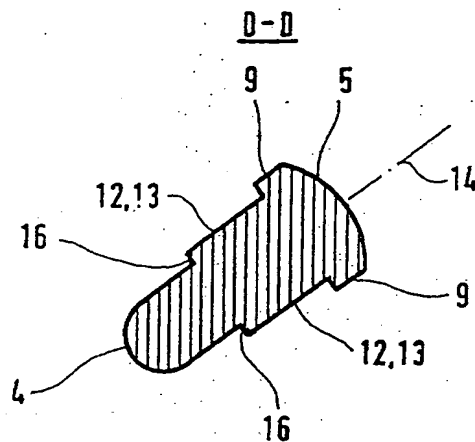


Fig. 7

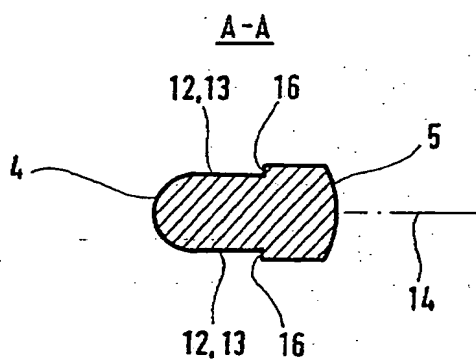


Fig. 4

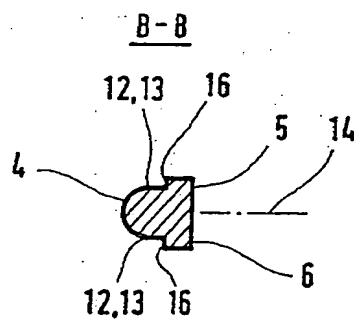


Fig. 5